

## **METHOD FOR SEARCHING SATURATED PICTURE IN DISPLAY OF RADIOGRAPHY IMAGE**

**Publication number:** JP7222142  
**Publication date:** 1995-08-18  
**Inventor:** TOMU BIYUITERU; SUTEFUAN BUAN DO BUERUDO  
**Applicant:** AGFA GEVAERT NV  
**Classification:**  
- **international:** G06T5/40; G06T5/40; (IPC1-7): H04N7/18; G06T5/00;  
G06T7/00; H04N1/04  
- **european:** G06T5/40  
**Application number:** JP19940309990 19941118  
**Priority number(s):** EP19930203277 19931123

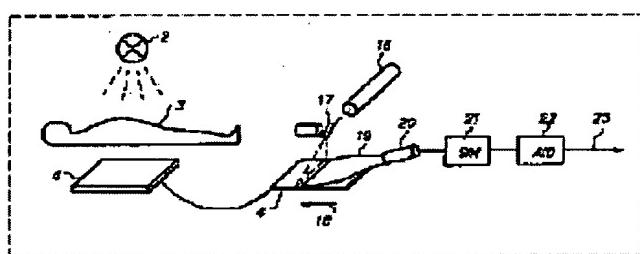
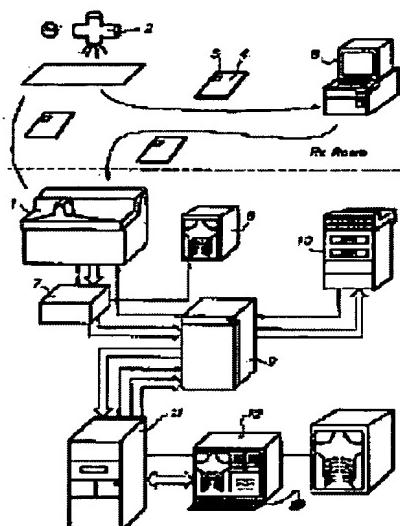
**Also published as:**

-  EP0654761 (A1)
-  US6356652 (B1)
-  US6249596 (B1)
-  JP7226882 (A)
-  EP0654761 (B1)

**Report a data error here**

### Abstract of JP7222142

**PURPOSE:** To decide the position of a saturated picture element by increasing conversion gradient by means of a concentration change against a signal so that a change in individual picture element values against a digital picture element value can be detected in radiation image. **CONSTITUTION:** The radiation image from a prescribed object gives exposure 2 to a light stimulus phosphorous screen 3 by an X-ray from the image and stores exposure 2 in the screen 3. A cassette 4 incorporating an electric deletion write possible read-only memory 5 is stored in the screen 3 and patient identification data of a name, the data of birth, exposure and/or a processing parameter are written into the memory 5, for example. A radiation reader 1 reads the image stored in the memory 5 and the screen 3. The screen 3 is scanned by using a laser 16. A current magnetic polarizer 17 polarizes the screen in a main scanning direction. Radiation obtained in auxiliary scanning is inputted to an optical electron amplification tube 20 through a light condenser 19. It is extracted in an extraction/holding circuit 21 and is stored in an inner buffer as a digital signal 23.



Data supplied from the [esp@cenet](mailto:esp@cenet) database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-222142

(43)公開日 平成7年(1995)8月18日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

識別記号 庁内整理番号

F I

技術表示箇所

H 0 4 N 7/18

L

G 0 6 T 5/00

7/00

G 0 6 F 15/ 68 3 1 0 J

7459-5L 15/ 70 3 3 0

審査請求 未請求 請求項の数13 FD (全 9 頁) 最終頁に統く

(21)出願番号

特願平6-309990

(22)出願日

平成6年(1994)11月18日

(31)優先権主張番号 9 3 2 0 3 2 7 7. 4

(32)優先日 1993年11月23日

(33)優先権主張国 ドイツ (DE)

(71)出願人 591023136

アグファ・ゲヴェルト・ナームロゼ・ベン  
ノートチャップ

AGFA-GEVAERT NAAMLO

ZE VENNOOTSCHAP

ベルギー国モートゼール、セブテストラ  
ト 27

(72)発明者 トム・ビュイテル

ベルギー国モートゼール、セブテストラ  
ト 27 アグファ・ゲヴェルト・ナームロ  
ゼ・ベンノートチャップ内

(74)代理人 弁理士 安達 光雄 (外2名)

最終頁に統く

(54)【発明の名称】 ラジオグラフィー像の表示において飽和画素を検し出す方法

(57)【要約】

【目的】 放射線像の表示において飽和画素を検し出すこと。

【構成】 信号対濃度転換を受けたディジタル像表示のディスプレイにおいて飽和画素値を探査するため、ディジタル像表示の画素は飽和画素値（複数の場合あり）に少なくとも一つの不連続があることを除けば実質的に第1の転換と等しい第2の信号対濃度転換で処理される。

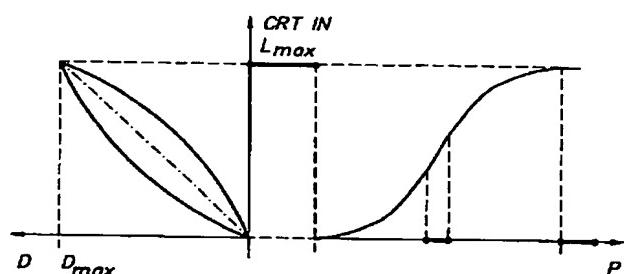


FIG. 4

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1の信号対濃度転換に従い放射線像のデジタル画素値が濃度値に転換されるとき飽和される前記像における画素の位置決定において、

- 前記放射線像のデジタル画素値を前記第1の転換に従って変換されるとき飽和されるであろう前記像の画素に対応する画素値に少なくとも一つの不連続を含んでいることを除けば実質上前記第1の転換と同一である第2の信号対濃度転換に従って濃度値に変換することと；
- 前記第2の転換に従って変換された画素値を表示装置に用いることとを特徴とする飽和画素位置の決定法。

【請求項2】 前記第2の転換の不連続（複数の場合あり）の縦座標値と前記不連続に隣合う値の縦座標値との間の差が前記表示装置のダイナミックレンジの範囲内で可能な限り大きいことを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項3】 不連続（複数の場合あり）の縦座標値が前記表示装置のダイナミックレンジの最大値である請求項1記載の方法。

【請求項4】 不連続（複数の場合あり）の縦座標値が前記表示装置のダイナミックレンジの最小値である請求項1記載の方法。

【請求項5】 前記転換が不連続挙動を有する横座標値の範囲に対応する縦座標値が前記表示装置のダイナミックレンジの最大値に等しい請求項1記載の方法。

【請求項6】 前記転換が不連続挙動を有する横座標値の範囲に対応する縦座標値が前記表示装置のダイナミックレンジの最小値に等しい請求項1記載の方法。

【請求項7】 前記デジタル信号表示が、像を記憶している光刺激性リン光体スクリーンを刺激照射で走査し、刺激で放出された光を検出し且つ検出された光をデジタル信号表示に変換することにより得られる請求項1乃至6のいずれか一に記載の方法。

【請求項8】 — 前記第1の転換は信号値を濃度値に変換する単調増加又は減少関数によって表すことができ、それにより所定の最小値より小さい信号値は最小の表示可能濃度値に等しい値に且つ所定の最大値を越える信号値は最大の表示可能濃度値に等しい値に転換されること

— 前記第2の転換は前記最小値に第1の不連続があり、前記最大値に第2の不連続があることを除けば実質上前記第1の転換と同一の形状を有することとを特徴とする請求項1記載の方法。

【請求項9】 前記第1の不連続より小さい全ての画素値の縦座標値は表示可能濃度値の最大値に等しく、且つ前記第2の不連続より大きい全ての画素の縦座標値は表示可能濃度値の最小値に等しい請求項8記載の方法。

【請求項10】 前記第2の転換に従って変換された信号表示を前記表示装置に印加項8することによって得られた表示像の不連続（複数の場合あり）の位置検討にお

いて前記第1の転換の形状が変化させられることを特徴とする請求項1乃至9のいずれか一に記載の方法。

【請求項11】 — 第1の信号対濃度転換を記憶するための手段と：

- 前記第1の転換に従って変換されるとき飽和される画素値（複数の場合あり）に少なくとも一つの不連続があることを除けば実質上前記第1の転換と同一である第2の信号対濃度転換を記憶する手段と；

— これらの転換の一つに従ってデジタル像表示を転換する手段と；

- 転換された像を表示する手段とから成ることを特徴とするデジタル像表示を処理し、且つ処理されたデジタル像表示に対応する像を表示するためのワークステーション。

【請求項12】 前記デジタル表示の信号値の範囲内で前記不連続（複数の場合あり）の位置を変えるために採用されたユーザ用インターフェスを包含する請求項1記載のワークステーション。

【請求項13】 前記第2の転換が不連続となる範囲の幅を変化させる手段を包含する請求項11記載のワークステーション。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】 この発明は、デジタルラジオグラフィーの分野におけるものである。より詳しくは、この発明は、ラジオグラフィー像を表示し、且つその表示された像における飽和画素を探索する方法及び装置に関する。

## 【0002】

【発明の背景】 デジタルラジオグラフィーの分野においては、広範囲にわたる多様な画像捕捉技術、例えば、コンピュータ化断層写真法、核磁気共鳴、超音波、CCDセンサ又はビデオカメラによる放射線像の検出、ラジオグラフィーフィルムの走査等、が開発されている。これらの技術によりラジオグラフィー像のデジタル表示が得られる。

【0003】 また別の技術においては、放射線像、例えば物体より送出されるX線像は光刺激性リン光体、例えば‘92年9月16日付欧州特許公開503702及び米国Ser.07/842603に記述されているリン光体の一つ、から成るスクリーンに記憶される。記憶された放射線像を読み取る技術は、適当な波長を有するレーザ光線のような刺激を与える放射線でスクリーンを走査し、刺激によって放射された光を検出し、そしてその放射光を例えば光電子増倍管により電気表示に変換し、最後にその信号をデジタル化することから成る。

【0004】 上に記述された捕捉技術の一つによって得られたデジタル像は、広範囲にわたる多様な画像処理技術で処理することができる。

【0005】 もし未処理の元の像表示が記憶されていれ

ば、必要とされるだけ何回でも、種々の処理パラメータ値を用いて行う処理は勿論、オフラインで別の種類の画像処理技術により処理することもできる。

【0006】処理済みの又は未処理の像は、さらに、表示装置に印加することができ及び／又はレーザ記録計又はその類の画像記録計によって再生できる。

【0007】表示及び／又はハードコピー記録の目的で、信号値は、最大及び最小の表示可能な又は再生可能な濃度値の間で所定の形状を有する信号対濃度マッピング曲線に合った表示又はハードコピーで考えられる濃度値に変換される。

【0008】表示又はハードコピー記録に先立ち、像は、通常、ウインドウ／レベリング過程で処理される。得られた信号値の全範囲以内で部分範囲が限定される。この範囲以内では信号値は前記の最小及び最大濃度値の間の濃度値にマッピングされ、またこの範囲外では、信号値は、もしそれらが前記部分範囲の最小値より小さければ最小濃度値に、及びもしそれらが前記部分範囲の最大値より大きければ最大濃度値にマッピングされる。

【0009】この部分範囲の決定、即ち、得られた信号値の全範囲に対応するその位置とその幅は、例えば特別の試験方式に関する特定特性として事前に限定されてよい。

【0010】あるいは、ウインドウ及びレベルとも呼ばれる、その範囲の幅と位置は、得られた信号値を例えればワークステーションの一部であるモニタにかけ、次いで表示装置によりオペレータに満足のいく像が得られるまで前記モニタの輝度及びコントラストを可変して行われる視覚制御の下で決定することができる。

【0011】コントラスト及び輝度制御により、得られた信号範囲に比例して信号対濃度変換曲線がシフトする。

【0012】コントラスト及び輝度は、表示によって診断上関連のある領域で像細部が識別される可視像が得られるよう調節される。

【0013】上に引用された最小・最大濃度値間の信号対濃度マッピング曲線の形状がラジオグラフィーフィルムの特性曲線の形状と類似しているということは、放射線技師がその特性、より詳しくは従来のラジオグラフィーフィルムの感度測定を経験している故、好都合である。

【0014】表示の目的で、表示装置の非線形挙動に対する補正を信号対濃度転換に組み入れることはさらに有益である。

【0015】通常は得られる画素値の範囲より小さいダイナミックレンジを有する表示装置でのデジタル化処理のため、1より大きいオリジナル画素値は表示装置に対しては単一の入力値にマッピングされる。この表示装置の入力値は、その後、単一濃度値に変換され、その結果最終的に異なったオリジナル画素値が単一濃度値にマ

ッピングされることになる。異なったオリジナル画素値から生ずるそのような画素は、以後「飽和画素」と呼ぶ。

【0016】飽和画素領域では、異なる画素値を有する画素から生ずる濃度値の間の差異は何等識別されず、その結果貴重な情報が失われてしまうかも知れない。

【0017】加えて、表示装置に関する現状技術ではダイナミックレンジに限界があるため、飽和された像領域をスクリーン上で識別することは、不飽和像又は画素に比して困難なので、飽和画素は「飽和」されていると認識されないかも知れない。

【0018】それ故、ディスプレイ上でラジオグラフィー像を評価する時、放射線技師は、関連画素が飽和状態になっており且つ事実上これらの画素の有効濃度は表示された像に見られる濃度とは異なっているという事実に気付かないかも知れない。

【0019】さらに、（上記のマッピング曲線を使って）写真フィルムのようなハードコピー再生媒体上に飽和領域が存在する像のハードコピーを作る時、表示装置のダイナミックレンジに比してハードコピーのそれが大きいため、その飽和領域は見えるようになる。飽和領域は像解釈中はむしろその妨げをする。

#### 【0020】

**【発明の目的】**この発明の目的は、放射線像がデジタル信号表示の形で得られ且つその放射線像が表示装置上に可視化される系において飽和されている画素の位置を決定する方法を提供することにある。

【0021】この発明のさらに目的とするところは、放射線像の診断に役立つ評価プロセスにとって重要な画素が飽和されないような方法で像を表示することにある。

【0022】この発明の別の目的は、ワークステーションの表示モニタに応用できるよう前述の方法を提供することにある。

【0023】さらに別の目的は、放射線像が光刺激性リン光体スクリーンに記憶され且つ前記スクリーンが刺激を加える照射で走査され、照射で放出された光が検出されてデジタル表示に変換される系に応用するために前述の方法を提供することにある。

【0024】それ以上の目的は以降の記述から明かとなる。

#### 【0025】

**【発明の概要】**この発明の目的は、放射線像において、前記像のデジタル画素値が下記の処置から成る第1の信号対濃度転換に従って濃度値に転換される時に飽和される画素の位置を決定することによって達成される：

— 前記放射線像のデジタル画素値を、前記第1の転換に従って変換する時飽和されたであろう前記像の画素に対応する画素値に少なくとも一つの不連続を含んでいること以外は実質上第1の転換と同一の第2の信号対濃度転換に従って濃度値に転換すること；

一 前記第2の転換に従って変換された画素値を表示装置に印加すること。

【0026】この文脈において、用語「飽和画素」とは、表示装置の入力時の個別化処理中表示装置に対する単一の入力値に変換される異なる画素値から生ずる画素のことである。これらの異なる画素値はその後さらに単一の濃度値に変換される。

【0027】信号対濃度マッピング転換の評価により、その転換に従って変換される時飽和画素に帰着したであろう画素値を見つけ出すことができる。しかし、像上の飽和画素の位置は簡単な転換の評価では見つけ出すことはできない。この発明の方法処置に従って像を表示することにより飽和画素の位置が目に見えるようになる。

【0028】この発明の文脈において、信号対濃度転換は、一般に、信号値を表示装置に対する別々の入力値にマップする転換と、表示装置の入力値を濃度値に変換する転換との組み合わせで構成され、後者の転換はしばしば付加的に補正可能な非線形転換である。

【0029】元のデジタル像表示を、(1より多い別の横座標値が転換されたであろう)縦座標値に第1の転換によって転換されたであろう横座標値(複数の場合あり)に不連続(複数の場合あり)を有している前記第2の転換に従って転換することにより、(表示に相応する画素は「飽和画素」である)、及び前記第2の転換に従って転換される画素を表示することにより、飽和画素の位置は表示中で識別できるようになる。

【0030】不連続は単一の画素値に存在していてよい。従って、1より多い不連続が個別画素に存在していてよく、さらに従って画素値の範囲にわたって転換が不連続であってよい。

【0031】(単数・複数の)不連続がある第2の転換の縦座標値は次のように設定できる:連続的に進展する転換内で不連続は存在でき、そこでは横座標値は最大表示可能濃度値(又は強度値)にマッピングされ、従って飽和画素は表示装置上では黒い画素として現れる。またその上、変換関数が不連続故、横座標値は最小表示可能値と等しい縦座標値に転換され、従って飽和画素は表示では白い画素として表されることになる。

【0032】さらに他の方法も考えることができるが、何れにしろ不連続のある縦座標値がこの不連続に隣合う画素の縦座標値から大きく異なることは最も好都合であり、その結果、第2の変換転換に従って像を変換する時、飽和画素はそれら自体の濃度とその周辺濃度との間に存在する大きな差異により非常に良好に目に見えるようになる。

【0033】この発明の特定の実施態様においては、放射線像のデジタル表示は、既に像が記憶されている光刺激性リン光体スクリーンを刺激を加える照射で走査し、刺激によって放出された光を検出し、そして検出された光をデジタル信号表示に変換することにより得ら

れるものである。

【0034】この発明の特有な実施態様においては、第1の信号対濃度転換は、放射線技師が経験している写真フィルムの特性曲線に類似している転換曲線と、表示装置の非線形出力特性と、さらにこの非線形特性を補正する曲線との組合せとして得られる形状を持っている。

【0035】それ故、前記第1転換はS形単調増加関数により表すことができ、それにより所定の最小値より小さい信号値は最小表示可能濃度値に等しい値に転換され、所定の最大値を越える信号値は最大表示可能濃度値に等しい値に転換される。

【0036】ラジオグラフィーフィルムの特性曲線のシミュレーションである要素の構成法は、欧州特開549009に記述されている。転換がS形を有する範囲の限界である予定値は、表示に向いており且つさらに診断に適切な信号範囲の限界でもある。

【0037】それ故、第2の変換は、前記最小値に第1の不連続があり且つ前記最大値に第2の不連続があることを除けば、実質上第1の転換と同一の形状をむしろ有している。

【0038】それ故、前記第1の不連続がある画素値より小さい画素値の縦座標値は、好ましいことには表示可能濃度値の最大値と等しく、前記第2の不連続より大きい画素値の縦座標値は、好ましいことには表示可能濃度値の最小値と等しく、従って縦座標値は周囲の縦座標値とは大きく異なり、結果として第1の転換が適用されるとき飽和される画素の位置が最適条件で可視化される。

【0039】いわゆる飽和画素値の位置が表示された像上で検出されれば、放射線技師又はオペレータは、配置画素が飽和されるという事実によって診断上の評価プロセスが妨げられているかどうかを検討することができる。

【0040】換言すれば、これらの位置での飽和によって結果的にこれらの位置での正確な濃度値を識別することが不可能になり診断上関係ある何らかの情報が失われてしまったかどうか、を判断することが彼にとって可能となろう。この評価は実施される試験の種類によって及び予想される診断によって左右される。

【0041】飽和領域における正確な画素値が診断目的に関係あるような場合、オペレータ又は放射線技師は、表示に表れる飽和の原因である第1の転換は不十分であると判断してよく、また、診断上関係する位置での飽和を避けるよう第1の転換曲線の変更を決めてよい。

【0042】実用的実施態様においては、この修正はこの転換に相当する表検索での値を変更することにより履行される。

【0043】適切な修正は、例えば、局部的により小さい画素値が单一の縦座標値にマッピングされ且つ個々の画素値間の変化が検出できるように、前記第1の変換転換の勾配を増すことにより行うことができる。

【0044】実際には、その処置は、しばしば反復処置となり、そこでは第1の転換に従う画素値の変換により得られた像が表示されよう。画素値はその後、飽和画素の横座標値に少なくとも一つの不連続がある第2の転換で処理される。第2の転換に従って転換された画素値の表示に生ずる像及び特に飽和画素の位置が検討される。もし必要なら、第1の変換曲線は、診断上関係ある領域の画素が飽和しないように修正される。次に、修正された「第2の変換曲線」が定められ、プロセスは再開される。この手順は、ディスプレー上に満足な像が得られるまで繰り返される。最終的に、例えばフィルム上にハードコピー像が得られるよう、表示された像をハードコピー記録計に入力することができる。

【0045】信号対濃度転換の修正はまた、第2の転換についても実行可能であるということ及び従ってこの第2の転換はラジオグラフィー像の画素値を表示可能濃度値に転換するために使用されるということは、熟練した当業者にとって明かとなろう。

【0046】この発明は、下記手段によって構成されるワークステーションで実行される：

- 第1の信号対濃度転換を記憶する手段；
- 前記第1の転換に従い変換されるとき飽和される（単数・複数の）画素値に少なくとも一つの不連続があることを除けば、実質上前記第1の転換と同一の第2の信号対濃度転換を記憶する手段；
- これらの転換の一つに従いデジタル像表示を転換する手段；
- 転換された像を表示する手段。

【0047】ワークステーションには、さらに、前記不連続（複数の場合あり）の位置を前記デジタル表示を持つ信号値の範囲内で変え、且つ前記第2の転換が不連続となる範囲幅を変えるために使われるユーザ用インターフェースを含んでよい。

【0048】この発明に準拠する方法及び装置に関するさらに詳しい説明は、以下に下記図面を引用して述べる：

【0049】図1に発明の方法を適用し得る装置を概括的に示す。

【0050】図1に発明の方法を適用し得る装置を概括的に示す。ある対象物の放射線像は、その対象物（表示せず）より送出されるX線に光刺激性リン光体スクリーン(3)を露光されることにより(2)前記スクリーンに記憶された。その光刺激性リン光体スクリーンは、電気的消去書き込み可能読出し専用メモリ(EEPROM)(5)を組込んだカセット(4)に収めた。識別ステーション(6)では、種々のデータ、例えば、患者識別データ（姓名、生年月日）及び露光及び／又は処理パラメータのような信号処理に関するデータがEEPROM(5)に書込まれた。

【0051】放射像読み取り装置(1)でEEPROMに記憶された情報及び光刺激性リン光体スクリーンに記憶された

像が読み取られた。読み取り法は図2に説明する。記憶された像は、レーザ16で発射された刺激線でリン光体スクリーンを走査して読み取られた。刺激線は電流磁気偏向17によって主走査方向に偏向された。副走査は、リン光体スクリーンを副走査方向18に搬送して実行された。刺激された放射は、電気的像表示に変換するために光集光器19によって光電子増倍管20の方へ向けられた。次に、信号は抽出・保持回路21によって抽出され、対数値 $\log E$ (E露光値を表示)に変換されそしてアナログ／デジタル変換器22によって量子化された。デジタル像信号23は、読み取り装置(図1、図7)の画像処理モジュールに送られそこで内部バッファに記憶された。

【0052】読み取り信号は、また読み取り直後に表示するため下見モニタ8にも入力され、これによりオペレータは実行された露光についての早期フィードバックが可能となった。

【0053】読み取り装置1及び処理モジュール7は、さらにワークステーション11及び関連した検閲コンソール12に接続され、そこでオフライン処理が実施された。

【0054】読み出し装置及び関連プロセッサ並びにワークステーション及び関連検閲コンソールはバッファ9を介して外部記録計10に接続された。

【0055】放射線像のデジタル表示について読み取り装置の処理ユニットでのオンラインか又はワークステーションでのオフラインで実行された画像処理は、この特定の実施例においては多分解能表示で、より詳しくは画像のピラミッド型多分解能表示で実行された。

【0056】この多分解能表示は、元の像を多分解能レベルでの詳細像の連続したものと前記多分解能レベルの最小値より低い分解能レベルでの残りの像とに分解することにより得られた。各詳細像の画素数は各々の粗分解能レベルでは減少する。

【0057】連続的に粗くなる分解能レベルでの詳細像は、それぞれ下記処理のK回線返しの結果として得られた：

- a) 低パスフィルタを現在の線返しに対応する概略像に適用して次位の粗さのレベルでの概略像を計算し、どんな方法にしろ、元の像を最初の線返しの粗さで前記低パスフィルタへの入力として使いながら、その結果を空間周波数帯域幅の低減に比例して準抽出すること；
- b) 詳細像を、現在の線返しに対応する概略像と方法処理サブa)に従って計算された次位の粗さの分解能レベルでの概略像（両像は後の方の像の適当な書き込みによってレジスタに入れられる）との間の画素方式の差として計算すること。従って残りの像は最後の線返しによって作られた概略像と等しい。

【0058】前述の多分解能表示を得るための上記方法並びに他の処置例は欧州特開EP527525に記述さ

れている。

【0059】次に前記詳細像の画素値は、一組の修正詳細像の画素値を与えるよう修正処置された。詳細像の画素値は、引数値の増加につれ徐々に減少する勾配を持った少なくとも一つの非線形単調増加奇数変換関数に従い修正された。前述の変換関数の例もまた既に述べた欧州特開527525に開示されている。

【0060】最後に、質的に高められた処理像は再構成アルゴリズムを残りの像及び修正詳細像に適用することにより計算された；ここで再構成アルゴリズムは、もしそれが残りの像に及び修正なしで詳細像に適用されれば、前記元の像又はそれに接近した近似像が得られるようなものである。

【0061】この特定の実施例において、この再構成アルゴリズムは、最も粗い詳細像と残りの像からスタートする次の処理をK回繰り返すことにより計算された：

— 画素に関して同一分解能レベルにある詳細像を先の繰り返しに対応するより粗い分解能レベルの近似像に付加することにより、近似像を現在の分解能レベルで計算すること；ここで両像は、どんな方法にしろ、最初の繰り返しの粗さにある前記のより粗い近似像の代わりに残りの像を使いながら、その後の像の適当な繰り返しによりレジスタに入れられる。

【0062】あるいは、再構成法もまた上述の欧州特開527525に開示されている。

【0063】いくつかの応用では、放射線技師は、X線を通さない「コリメーション」物質を使って彼らの患者をX線に対する不必要な露出から防御している。その物質は、診断上重要視されない患者のそうした部位を覆うようにX線束の通路に置かれる。この技法は患者の線量を減らす上、さらに像の対象視野における散乱照射量を制限するという利点がある。X線を通さない物質の投影によって生ずる領域（シャドウ領域）は散乱照射によってのみ露光される。

【0064】コリメーションシャドウ領域は、しかし、フィルム上で又は表示装置上で放射像を表示する際問題を生ずることがある。そこではシャドウ領域は相対的に明るく、そして無修正で表示されるとき、特に非露光領域が比較的大きいとき、眩惑によって鋭敏な傷害の診断をし損じるかも知れない。

【0065】欧州特開523771では、対象領域を設定し、次いで、診断上関係あるゾーン外の画素が可視化され、従って制御卓のスクリーン上でそのハードコピーが観察されるか又は表示される時、前記像の部分より送出される光が効果的に遮蔽されるような方法で、放射線像の信号値を表示装置上のソフトコピーか又はフィルム上のハードコピーとして表示される濃度値に変換することが提案された。

【0066】この特許に記述された1実施例に従い、放射線像内の診断上無関係な像のゾーン内で構成される画

素の電気信号は、0.5と2.5の間の濃度値に変換される。

【0067】しかし、上述の方法を適用するときは、この範囲内で診断上無意味な情報はもはや目に見えない。

【0068】そして、放射線技師は無関係領域で発せられる光によりもたらされる眩惑の影響が低減されるという事実に満足するが、一方で診断上無意味な部位にあった情報の少なくとも痕跡を保持できればと望む。

【0069】この問題は、この特定の実施例において放射線像の画素値を、診断上関係あるゾーン外の画素が可視化又は再生され、従って制御卓のスクリーン上でそのハードコピーが観察されるか又は表示される時、前記像の部分より送出される光が軽減される（それ故、無関係ゾーンの平均輝度レベルが低減される）ような方法で、変換することにより解決された。そうすることにより診断上無意味な領域の放射線像の部分についての解剖学的情報は可視状態のまま残されることになる。

【0070】この効果は、放射像の画素を、それらが診断上無意味なゾーンにある時より対象領域にある時に、別々に処理することにより得られた。

【0071】対象領域外の画素と異なり関係ある像部分内で別個の画素処理を可能にするためには、先ず最初にどの画素が対象領域に属しているかを決めなければならない。

【0072】対象領域を識別するためにいくつかの方法が開発されている。欧州特開523771では、放射線像の診断上関係あるゾーンを手動で詳細に描写することについて言及された。

【0073】この特殊な応用に採用された方法は、対象領域を自動的に決定する方法である。この方法は、欧州特開610605の拡張部に記述された。

【0074】この方法に従って、画素が対象領域の部分であるか否かについての情報がオーバレイ像によって得られた。このオーバレイ像は、画素が対象領域に属しているか否かを識別する標識から成る低分解能2進画像である。

【0075】無関係の像領域に属する画素は、そこでさらに表検索にかけられ、(1) 対象領域外の平均輝度及びコントラストが低減され、且つ(2) この領域における未処理像の情報が保持され且つ可視化されることを規定した変換を表示する。

【0076】この目的のため、関係ある像領域内の画素は、識別転換によって変換され、それに反し、診断上関係ある領域外の画素は、識別転換より上にある直線で表すことができ且つ0と1の間の勾配を持つ変換関数に従って変換され、その結果、診断上関係ある領域外の画素は像の残りの部分のそれより高い平均濃度に変換され且つこの像部分の像情報は失われない。

【0077】この変換は、一般的に、 $g(x,y) = af(x,y) + (1-a)f_{max}$  で表され、ここで $g(x,y)$  は、転換後の画

素値であり、 $f(x,y)$ は変換前の画素値及び“a”は対象領域、 $f_{max}$ は $g_{max}$ に等しい。勾配“a”はゼロと1の間の値を持ち且つ診断上無関係なゾーンの画素値が変換され得る最小濃度を決定する。

【0078】放射線像が先ず多分解能ピラミッド型表示に分解され、次いで修正され最後に再生処理されるこの特有の実施例において、関係ある像領域外の画素をさらに変換するこの（表検索のように履行される）処理は、画素は対象領域の部分であるか否かの情報を考慮しながら、部分的に再生された像の画素に対して適用された。後の情報は上述のオーバレイ像から利用できる情報が適用される。

【0079】上述の追加転換された修正部分再生像は、次いで全体的に再構成され且つ処理された像が得られるよう欧州特開527525に記述された再生処理の残りの工程にかけられた。

$$g(x,y) = [1 + \frac{c(x,y)}{63} (a-1)] f(x,y) + \frac{c(x,y)}{63} (1-a) f_{max}$$

ここで $f(x,y)$ は転換前の画素値であり、 $c(x,y)$ は、対象領域内の画素に関してはゼロに等しく、コリメーションシャドウ領域内部の画素に関しては63に等しく、“a”はコリメーションシャドウ領域内のマッピング勾配を表す。

— もし“a”が1に等しければ、 $g(x,y)$ は像のどこにおいても $f(x,y)$ と等しく、換言すれば、対象領域内又はコリメーションシャドウゾーン内の画素の間に何等差異は存在しない。

— もし例え“a”が1/3に等しければ；対象領域で $c(x,y)$ はゼロに、 $g(x,y)$ は $f(x,y)$ に且つ対象領域外で $c(x,y)$ は63に等しく、故に

$$g(x,y) = af(x,y) + (1-a)f_{max}$$
となる。

【0082】先に引用された低パスフィルタリングにより、 $c$ はゼロと63の間の値をとり従って漸進的移行が両マッピング間で得られる。

— もし“a”がゼロに等しければ、 $g(x,y)$ は、コリメーションシャドウ領域において $f_{max}$ と等しい。

【0083】対角線的に関係のない区域における画素になされた特別な処置はワークステーションと同様にオンラインで行える。

【0084】下記は、ワークステーションでの放射線像の表示の中に飽和画素を探し出す方法の説明である。

【0085】ワークステーションでは、上述の読出し系によって得られたオリジナル像の信号値で占められている像の範囲が、元の信号値より小さい表示装置のダイナミックレンジにマッピングされた。次に、マッピングされた信号値は、使用された表示装置（CRT装置）に特有の非線形転換曲線に従って、対応する濃度値に転換された。CRT装置の非線形挙動に対する補正も適用した。図3は、一般的に単調増加パスを有する信号対濃度転換の

【0080】言うまでもなく、この像は再生及び／又は表示の前に階調（ぼかし）処理が施された。

【0081】欧州特開610605に開示された方法を使って得られたオーバレイ像の特殊性により、即ち、オーバレイ像は低分解能2進画像であるという事実によって引起された障害となる人為的影響は、低パスフィルタを応用して2進オーバレイを多重値オーバレイ像に転換することにより避けられた。採用されたマッピング転換の漸進的移行は、対象領域外の画素に対して講じられた。採用されたマッピング転換の勾配と交差は、2進ではなく多重値であるオーバレイ像における画素値により制御された。採用されたマッピング転換は、コリメーション物体のシャドウ領域で最大勾配を持ち、診断上関係ある像領域での識別マッピングに等しい。この転換は数式で次のように表すことができる：

$$c(x,y)$$

$$g(x,y) = [1 + \frac{c(x,y)}{63} (a-1)] f(x,y) + \frac{c(x,y)}{63} (1-a) f_{max}$$

20 説明図である。 $P_{min}$ より小さい画素値を有する画素は、最小濃度値 $D_{min}$ にマッピングされるが、 $P_{max}$ より大きい画素値を有する画素は、最大濃度値 $D_{max}$ にマッピングされる。露光された光刺激性リン光体スクリーンから読み取られた像が上記転換に従って変換される時、及びその変換像が表示用モニタにかけられる時、 $P_{min}$ より小さいか又は $P_{max}$ より大きい画素値を有する画素は飽和される。

【0086】飽和画素は、一般に（極めて明るい灰色の色調から成る）低濃度領域内又は（極めて暗い灰色の色調から成る）非常に暗い領域内に位置しており、従って表示可能範囲の限界にある濃度値を有する周囲領域においては、飽和画素は不飽和画素と識別できなかった。

【0087】それ故、放射線技師にとって、スクリーン上の表示像でどの場所が飽和画素で占められそしてどこがそうでないかを見分けることは不可能であった。放射線技師又は技術者にとって、いくつかの画素が表示に際し飽和されたという事実は、これらの画素が診断上無関係な像領域に位置していたという理由で容認できるかどうか、あるいは又、診断上重要な情報が失われたかどうか、を検討することが必然的に不可能であった。

40 【0088】この問題を解決するため、像の値は一この発明の方法に従い—図4に示された第2の転換曲線に応じてもう一度濃度値にマッピングされた。

【0089】この曲線のパスは第1の転換曲線から推論された。より詳細には、この第2の転換曲線は、—図3の転換に従って転換される時、それ故これらの不連続の無い状態で—飽和が起こるであろう場所に位置した画素に対応する横座標値に不連続が存在することを除けば、図3の曲線の経路と同一であった。図4は、図3と同じ曲線を示しているが、低信号レベル及び高信号レベルの位置で濃度転換曲線に対する信号のパスは修正され、そ

の結果小さい信号値はモニタ上で表示し得る最大濃度値に及び最高信号値は最小濃度にマッピングされることになる。

【0090】次に、その画素値を図4の曲線に従って対応する濃度値に変換することによって得られる像が表示される。

【0091】この像上で第1の転換に従って転換されるとき飽和された画素の位置は、今やこれらの画素は周囲の濃度とははるかに異なった濃度を持つため、目でみることができた。事実、単調増加パスに従って画素が濃度値にマッピングされたが、最小信号値より下の画素値は最大濃度レベルに不連続に変換され、それ故、表示では信号軸の低信号レベルの部分に位置する画素は最大表示可能濃度にマッピングされ、そして低濃度の周囲領域内で識別できるようになる。

【0092】同様に、高い信号レベル範囲に位置した信号値は表示された像に使える最小濃度レベルに不連続的にマッピングされ、従ってそれらは全般的に暗い灰色の周囲領域内で「白色の」画素として現れる。

【0093】その上、その関数は、得られた画素値の範囲の限界に位置しない値の範囲（ウインドウとも呼ばれる）全域で不連続となった。

【0094】グラフィック・ユーザ・インターフェースにより、この不連続範囲のレベルとウインドウを、例えば不連続範囲を飽和が起こる画素値の範囲で移動させるようなやり方で変えることも可能である。この転換を適用するとき、飽和画素の位置は表示装置上で可視化することができます。

【0095】これらの飽和画素が表示像の診断上重要な部分にあるか否かが放射線技師によって評価されれば、放射線技師は第1の信号対濃度転換曲線に相当する表検索の値の少なくともいくつかを修正でき、その結果診断上

重要な像領域においてもはや飽和は起こらないであろう。

【0096】この発明に関する上記の説明は、信号値を濃度値に変換することについてなされたものである。熟練した当業者にとって、濃度値の代わりに強度値が使われる場合に同じ方法が適用し得ることは明かであろう。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】発明の方法を適用し得る系を概略的に示すものである。

【図2】光刺激性リン光体スクリーンに記憶された像を読み取る装置の特定の実施例である。

【図3】第1方式の信号対濃度転換の例である。

【図4】第2方式の信号対濃度転換の例である。

#### 【符号の説明】

- |    |              |
|----|--------------|
| 1  | 放射像読み取り装置    |
| 2  | 露光           |
| 3  | 光刺激性リン光体     |
| 4  | カセット         |
| 5  | メモリ          |
| 6  | 識別ステーション     |
| 7  | 処理モジュール      |
| 8  | 下見モニタ        |
| 9  | バッファ         |
| 11 | ワークステーション    |
| 12 | 検閲コンソール      |
| 16 | レーザ          |
| 17 | 偏向           |
| 18 | 副走査方向        |
| 19 | 光集光器         |
| 20 | アナログ/デジタル変換器 |
| 21 | シグナル         |
| 22 | A/D          |
| 23 | ディジタル像信号     |

【図2】

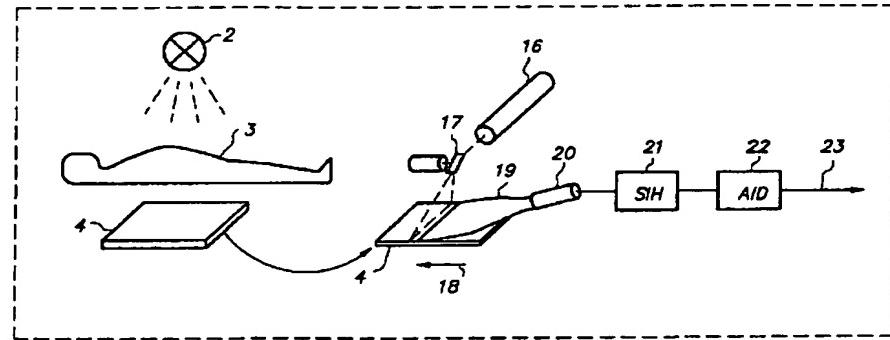


FIG. 2

【図1】

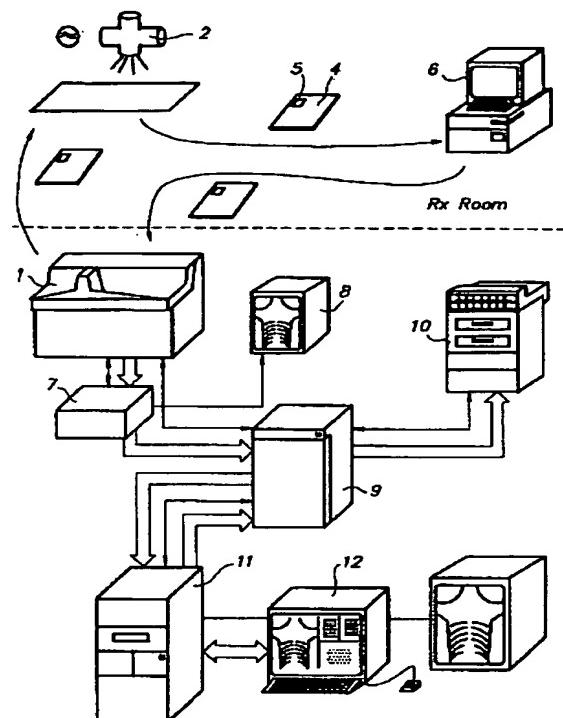


FIG. 1

【図3】

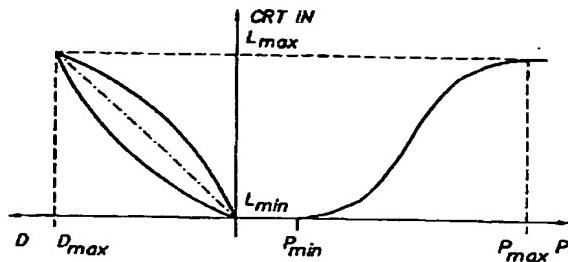


FIG. 3

【図4】

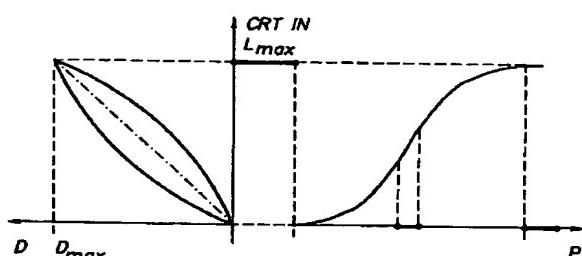


FIG. 4

フロントページの続き

(51) Int.C1.6

識別記号 庁内整理番号

F I

技術表示箇所

H 0 4 N 1/04

H 0 4 N 1/04

E

(72)発明者 ステファン・ヴァン・ド・ヴェルド  
ベルギー国モートゼール、セプテストラ  
ト 27 アグファ・ゲヴェルト・ナームロ  
ゼ・ベンノートチャップ内